

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 06-269466

(43)Date of publication of application : 27.09.1994

(51)Int.Cl.

A61C 5/08  
A61C 13/083

(21)Application number : 05-062061

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 22.03.1993

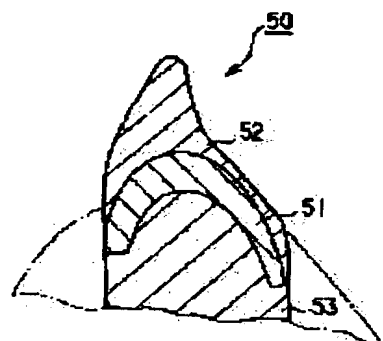
(72)Inventor : FUKUDA HIROSHI  
ISSHIKI TOSHIHIRO  
NISHISHITA HIDEKI  
HIDAKA TAKESHI  
INOUE YOSHIMITSU  
WATANABE KAZUHIRO  
MIZUTSUKI NAOKI

## (54) DENTAL PROSTHESIS

## (57)Abstract:

PURPOSE: To provide the dental prosthesis which has excellent bioaffinity, can easily be produced, is correctable in shape by cutting after production and can reproduce the aesthetic property approximate to the aesthetic property of the natural tooth.

CONSTITUTION: This dental prosthesis 50 has an inside layer part 51 which consists of glass ceramics having low transparency to the extent of shielding the colors of an abutment tooth 53 and an outside layer part 52 which is arranged on the side outer than this inside layer part 51 and consists of glass ceramics having the transparency higher than the transparency of the inside layer part 51. The inside layer part 51 is produced by casting and molding a glass compsn. with which crystallization is liable to progress. A glass compsn. with which the crystallization more hardly progresses than the glass compsn. of the inside layer part 51 after crystallization is cast and molded and the outside layer part 52 is laminated by casting on the inside layer part 51. The inside layer part 51 and the outside layer part 52 are thereafter subjected to a heat treatment to crystallize, by which the dental prosthesis 50 is obtd.



**\* NOTICES \***

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

---

**CLAIMS**

---

[Claim(s)]

[Claim 1]Orthoprosthesis comprising:

An inner layer part which consists of crystallized glass which has transparency low to such an extent that a color of a bridge abutment can be covered.

An outer layer part which consists of crystallized glass which has transparency higher than transparency of said inner layer part arranged outside said inner layer part.

---

[Translation done.]

\* NOTICES \*

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

---

DETAILED DESCRIPTION

---

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Industrial Application]This invention relates to orthoprosthesis.

[0002]

[Description of the Prior Art]In recent years, the orthoprosthesis excellent in aesthetics and biocompatibility made from ceramics is in the limelight. The following is known as orthoprosthesis made from the conventional ceramics.

[0003](1) Orthoprosthesis what is called by metal baking porcelain which produces an inner layer part by a lost-wax-casting method using the alloy for porcelain printing, and is baked after \*\*\*\*(ing) dental porcelain as an outer layer part to this inner layer part.

[0004](2) Orthoprosthesis made from the all porcelain which \*\*\*\*(ed) and calcinated, produced dental porcelain for the inner layer part on the metallic foil or the fire refractory material, and was able to be printed on this inner layer part in dental porcelain as an outer layer part (JP,64-64647,A).

[0005](3) Orthoprosthesis which produced the inner layer part by the die-sinking-electric-discharge-machining method using the electrically-conductive-ceramics sintered compact, and was able to be printed on this inner layer part in dental porcelain as an outer layer part (JP,2-255135,A).

[0006](4) The glass ceramics which deposit the crystal of a mica crystal, a mica crystal and a SUPONJUMEN crystal, calcium phosphate, etc. are molded by a lost-wax-casting method, What is called orthoprosthesis made from crystallized glass that performed the stress relief heat treatment and was crystallized (JP,62-12637,A, JP,51-73019,A, JP,56-49145,A).

[0007](5) Orthoprosthesis colored by performing predetermined heat treatment, after applying the stain material which molds glass ceramics by a lost-wax-casting method, heat-treats after that, makes it crystallize, obtains a glass-ceramics molding body, and contains a metallic element on the surface.

[0008](6) The prosthetic appliance for dentistry which heat-treated and produced after molding an inner layer part by a lost-wax-casting method using glass ceramics, \*\*\*\*(ed) dental porcelain to this internal layer as an outer layer part, and was able to be printed on it (this people patent application Japanese Patent Application No. No. 214979 [ three to ]).

[0009]

[Problem(s) to be Solved by the Invention]However, the above conventional orthoprostheses have the following faults. That is, since elution of the metallic component from the alloy for porcelain printing used for the inner layer part to into the mouth produces the orthoprosthesis by the metal printing porcelain of a conventional example (1), there is a problem which causes allergy to metal.

[0010]Orthoprosthesis made from the all porcelain of a conventional example (2), orthoprosthesis which was able to be printed on the electrically-conductive-ceramics sintered compact of the conventional example (3) in dental porcelain, And about the orthoprosthesis which was able to be printed in dental porcelain on the inner layer part which consists of glass ceramics shown in a conventional example (6), skill will be taken to perform \*\*\*\* of the

porcelain, and baking in these manufactures, and a mechanical strength will deteriorate that it is easy to produce air bubbles inside a prosthetic appliance. It is difficult for the porcelain to perform shape correction within the mouth after manufacture generally, since hardness is higher than a natural tooth, and, on the other hand, there is a fault which is easy to wear the natural tooth which carries out an association to orthoprosthesis while in use.

[0011]The orthoprosthesis produced by carrying out the casting mold of the glass ceramics shown in a conventional example (4) is excellent in the point that can give desired shape easily and manufacture does not take skill. However, since it is once molded by casting and comprises a single material, only the thing of single transparency can be manufactured with a single color by crystallization.

[0012]If its attention is paid to the coloring to orthoprosthesis, after applying the stain material containing a metallic element like the orthoprosthesis of a conventional example (5), the coloring method which performs predetermined heat treatment will be used well. However, it is difficult to reproduce the transparent portion like [ of a natural-tooth amputation stump part ] enamel also by this method. On the other hand, in orthoprosthesis, in order to reproduce the transparency of a natural-tooth amputation stump part, it is possible to make transparency of the whole prosthetic appliance high, for example, but since it is influenced by the color of a bridge abutment, it is inferior to aesthetics.

[0013]This invention is carried out in view of this point, is excellent in biocompatibility, and can be manufactured easily, and the shape correction by cutting is possible after manufacture, and orthoprosthesis which can reproduce the aesthetics approximated to the natural tooth, and a manufacturing method for the same are provided.

[0014]

[Means for Solving the Problem and its Function]This invention provides orthoprosthesis possessing an outer layer part which consists of crystallized glass which has transparency higher than transparency of an inner layer part which consists of crystallized glass which has low transparency to such an extent that a color of a bridge abutment can be covered, and said inner layer part arranged outside said inner layer part.

[0015]A process of carrying out the casting mold of the 1st glass-ceramics constituent which presents low transparency, and obtaining an inner layer part to such an extent that a color of a bridge abutment can be covered after crystallizing this invention, A process of carrying out the casting mold of the 2nd glass-ceramics constituent which presents transparency higher than transparency of said inner layer part on the surface of said inner layer part, and obtaining an outer layer part after crystallizing, A manufacturing method (henceforth the 1st manufacturing method) of orthoprosthesis possessing a process which heat-treat to said obtained inner layer part and said outer layer part, and they are made to crystallize is provided.

[0016]A process heat-treated and crystallized with prescribed temperature after this invention carries out the casting mold of the glass-ceramics constituent, After carrying out the casting mold of the glass-ceramics constituent on the surface of said inner layer part, a manufacturing method (henceforth the 2nd manufacturing method) of orthoprosthesis possessing a process of heat-treating, making it crystallizing at a temperature lower than temperature which crystallized said inner layer part, and obtaining an outer layer part is provided.

[0017]A manufacturing method of orthoprosthesis this invention is characterized by that comprises the following (henceforth the 3rd manufacturing method).

A process heat-treated and crystallized with prescribed temperature after carrying out the casting mold of the glass-ceramics constituent.

A process of making it heat-treating and crystallizing in time shorter than processing time which crystallized said inner layer part after carrying out the casting mold of the glass-ceramics constituent on the surface of said inner layer part, and obtaining an outer layer part.

Hereafter, orthoprosthesis of this invention and a manufacturing method for the same are explained in detail.

[0018]Orthoprosthesis of this invention comprises a crystallized glass layer more than two-layer [ from which transparency differs mutually ]. That is, orthoprosthesis possesses an outer layer part which consists of crystallized glass which has transparency higher than transparency of an

inner layer part which consists of crystallized glass which has low transparency to such an extent that a color of a bridge abutment can be covered, and an inner layer part arranged outside an inner layer part.

[0019]A difference of transparency of crystallized glass of an inner layer part and an outer layer part is produced by [ of crystallized glass in crystallized glass which deposits the same crystal ] differing comparatively (henceforth a degree of crystallinity), for example. That is, transparency becomes low, so that a degree of crystallinity becomes high. It depends for a degree of crystallinity of crystallized glass on temperature and time of a presentation of a glass-ceramics constituent, and heat-treatment. For example, it is so highly transparent that a glass-ceramics constituent which is hard to crystallize is used in same cooking temperature and cooking time. Transparency is so low that time of heat-treatment is so long that temperature of heat-treatment is high when the same glass-ceramics constituent is used.

[0020]As for an inner layer part, it is preferred to assume ivory which has low transparency to such an extent that a color of a bridge abutment can be covered, for example, crystallized glass with a high degree of crystallinity was consisted of, and was approximated to a inner layer of a natural tooth. On the other hand, as for an outer layer part, it is preferred to have transparency higher than an inner layer part, for example, to comprise crystallized glass with a low degree of crystallinity, and to have transparency equivalent to an amputation stump enamel part of a natural tooth.

[0021]As for an inner layer part and an outer layer part, it is preferred that \*\*\*\* laminates mutually. With \*\*\*\*, dental wax is used on an inner layer part manufactured previously, a wax pattern corresponding to shape of an outer layer part is \*\*\*\*(ed), and a sprue wire sprue pin is attached to this wax pattern. Subsequently, a dental investing material is used based on a wax pattern, a mold is produced in accordance with a conventional method, and it says joining an inner layer part and an outer layer part by slushing and casting a melting object of a glass-ceramics constituent which constitutes an outer layer part in this mold. Orthoprostheses of this invention can be made not only into two-layer structure but into multilayer structure.

[0022]Although a glass-ceramics constituent which consists of a presentation which deposits a mica crystal and spodumene is used as a raw material, crystallized glass used for orthoprostheses of this invention is not limited to this, but if it is a system of glass ceramics which can adjust a degree of crystallinity by changing glass composition, it can be used. However, especially a glass-ceramics constituent that deposits two or more kinds of crystals, a mica crystal and a crystal which can give a mechanical strength like a spodumene crystal, from a field of machinability and a mechanical strength is preferred. It is also possible to color using stain material in accordance with a conventional method on the surface of an outer layer part, and not only a transparent feeling but a color tone can also be reproduced.

[0023]According to orthoprostheses of this invention which consists of the above composition, since an inner layer part comprises a crystallized glass crystallization thing with low transparency, a color of a bridge abutment can be covered, influence of a color of a bridge abutment comes out to the surface, and aesthetics is not spoiled. Since an outer layer part comprises a highly transparent crystallized glass crystallization thing, textures nearer to a natural tooth can be reproduced and aesthetics is improved remarkably.

[0024]The whole orthoprostheses comprises a crystallized glass crystallization thing with easy cutting. For this reason, compared with orthoprostheses using the conventional porcelain, shape correction within the mouth is also easy. Since it has hardness comparable as a natural tooth, it does not happen easily to wear a natural tooth which carries out an association to orthoprostheses within the mouth, either. Since crystallized glass is excellent in biocompatibility, it is safe to a human body like orthoprostheses using conventional metal, without causing allergy.

[0025]On the other hand, each manufacturing method of orthoprostheses of this invention obtains orthoprostheses whose transparency of an outer layer part is higher than an inner layer part by laminating crystallized glass in which degrees of crystallinity differ by \*\*\*\*.

[0026]A glass-ceramics constituent in which the same crystallization temperature differs from the degree of precipitated-crystallization in time is used for the 1st manufacturing method. That is, a glass-ceramics constituent which crystallization cannot follow easily is used for an outer

layer part at an inner layer part using a glass-ceramics constituent which crystallization tends to follow. Generally, there are few elements used as a crystal nucleus, and it is known for a system of glass ceramics with which the same crystal deposits that crystallization will become difficult to follow a glass-ceramics constituent containing many elements which constitute a network of glass. Under the present circumstances, temperature and time of heat-treatment are the same, and it is sufficient for them.

[0027]After casting an inner layer part, it is made to heat-treat and crystallize at a predetermined temperature, and after the 2nd manufacturing method ranks second and makes an outer layer part laminate by \*\*\*\* on an inner layer part, it heat-treats to obtained casting and it is made to crystallize it at a temperature lower than crystallization of an inner layer part. In this case, heat-treatment time of an inner layer part and an outer layer part is the same, and it is sufficient for it.

[0028]After casting an inner layer part, it is made to heat-treat and crystallize in predetermined time, and after the 3rd manufacturing method ranks second and makes an outer layer part laminate by \*\*\*\* on an inner layer part, it heat-treats to obtained casting and it is made to crystallize it in time shorter than crystallization of an inner layer part. In this case, cooking temperature of an inner layer part and an outer layer part is the same, and it is sufficient for it.

[0029]However, a glass-ceramics constituent of a different system which deposits a crystal in which an inner layer part differs from an outer layer part may be used. However, since orthoprosthesis whose transparency of an outer layer part is higher than an inner layer part can be obtained by changing any one of a presentation of a glass composition, cooking temperature, or the cooking time, it excels in the above-mentioned 1st - the 3rd manufacturing method with a point which can simplify a manufacturing facility and manufacturing conditions. Depending on a degree of crystallinity of a glass-ceramics constituent to be used, it decides on temperature and time of above-mentioned heat-treatment.

[0030]According to the manufacturing method of the above orthoprostheses, an inner layer part and an outer layer part which consist of crystallized glass in which degrees of crystallinity differ are laminated by \*\*\*\*. For this reason, a process of needing \*\*\*\* of porcelain in manufacture of the conventional porcelain orthoprosthesis and skill like baking is not included, but since shape working requires only \*\*\*\* of an easy wax pattern, working efficiency of orthoprosthesis improves remarkably.

[0031]

[Example]Hereafter, the example of this invention is described in detail with reference to drawings.

An example of the manufacturing method of the orthoprosthesis which example 1 inner layer part and the outer layer part were made to crystallize on the same conditions using the glass-ceramics constituent which has a presentation different, respectively is explained. First, after fusing the batch which mixed the various raw materials shown in Table 1 by the predetermined presentation at 1480 \*\*, it was made to quench, and two sorts of glass-ceramics constituents a and b were produced.

[0032]

[Table 1]

原 料	組 成 物	
	a	b
$\text{Li}_2\text{CO}_3$	8 . 0	6 . 0
$\text{MgO}$	21 . 5	19 . 0
$\text{Al}_2\text{O}_3$	9 . 9	13 . 0
$\text{SiO}_2$	43 . 0	46 . 4
$\text{Na}_2\text{SiF}_6$	12 . 5	11 . 6
$\text{ZnO}$	2 . 0	1 . 5
$\text{ZrO}_2$	2 . 3	2 . 0
着色剤	0 . 8	0 . 5

[0033]Two sorts of glass-ceramics constituents a and b deposit a mica crystal and a SUPONJUMEN crystal by making it heat-treat and crystallize. When the batch formulation of the glass-ceramics constituent a is crystallized in the cooking temperature and cooking time of the glass-ceramics constituent b more nearly same than batch formulation, how which crystallization in which a crystal deposits follows is large a little. Next, the 1st wax pattern which consists of shape equivalent to the inner layer part of orthoprosthesis was \*\*\*\*(ed) and produced using dental wax.

[0034]The produced 1st wax pattern 11 was joined to the vertex of the truncated cone part 13a of the Kulu Siberut former 13 via the sprue wire sprue pin 12, as shown in drawing 1.

Subsequently, on the edge part of the base part 13b of the Kulu Siberut former 13, the ring 14 was laid so that the 1st wax pattern 11, the sprue wire sprue pin 12, and the truncated cone part 13a might be \*\*\*\*(ed). Next, the dental investing material made into slurry form was slushed into the inside of the ring 14, and the 1st wax pattern 11 was made buried. After the dental investing material solidified thoroughly, the Kulu Siberut former 13 was removed from the dental investing material, it calcinated with prescribed temperature, and the 1st mold 20 with which the sprue wire sprue pin part 22 corresponding to the cavity 21 corresponding to the 1st wax pattern 11 and the sprue wire sprue pin 12 was formed in the inside as shown in drawing 2 was obtained.

[0035]Subsequently, after fusing the above-mentioned glass-ceramics constituent a at 1450 \*\* and cooling to 1250 \*\*, it slushed into the 1st mold 20 heated at 550 \*\*, and cast centrifugally, and the 1st casting equivalent to an inner layer part was obtained. Next, the 2nd wax pattern which has the shape which \*\*\*\* dental wax on the 1st obtained casting, and is equivalent to an outer layer part was produced.

[0036]The 1st casting 31 and the 2nd wax pattern 32 were joined to the vertex of the truncated cone part 34a of the Kulu Siberut former 34 via the sprue wire sprue pin 33, as shown in drawing 3. Subsequently, on the edge part of the base part 34b of the Kulu Siberut former 34, the ring 35 was laid so that the 1st casting 31, the 2nd wax pattern 32, the sprue wire sprue pin 33, and the truncated cone part 34a might be \*\*\*\*(ed). Next, the dental investing material made into slurry form was slushed into the inside of the ring 35, and the 1st casting 31 and the 2nd wax pattern 32 were made buried. After solidifying a dental investing material thoroughly, after removing the Kulu Siberut former 34 from a dental investing material, it calcinated with prescribed temperature, and the 2nd mold 40 with which the sprue wire sprue pin part 42 corresponding to the cavity 41 corresponding to the 2nd wax pattern 32 and the sprue wire sprue pin 33 was formed in the inside as shown in drawing 4 was obtained. Subsequently, after fusing the above-mentioned glass-ceramics constituent b at 1450 \*\*, it cooled to 1250 \*\*, and it slushed into the 2nd mold 40 heated at 550 \*\*, and cast centrifugally, and the 2nd casting that is equivalent to an

outer layer part at the 1st casting obtained the zygote joined by \*\*\*\*.

[0037]All over the heating furnace, to 750 \*\*, temperature up of the obtained zygote was carried out, and it was held with 20 \*\* the heating rate for /for 2 hours. Then, immediately after carrying out temperature up, holding for 2 minutes and making it crystallize to 910 \*\* with 20 more \*\* the heating rate for /, annealing was carried out all over the heating furnace. This obtained the orthoprosthesis 50 of the two-layer structure which consists of the inner layer part 51 and the outer layer part 52 laminated on this, as shown in drawing 5.

[0038]when this orthoprosthesis 50 is crystallized [ the inner layer part 51 and the outer layer part 52 ] in the respectively same cooking temperature and cooking time, after carrying out the casting mold of the glass-ceramics constituents a and b in which how to follow crystallization differs -- simultaneous -- heat-treatment -- \*\* -- now, it is. For this reason, the degrees of crystallinity of the inner layer part 51 and the outer layer part 52 differed, and transparency differed. Namely, although the zygote of the 1st casting and the 2nd casting was heated in the same temperature and time, Since the 1st casting comprised the glass-ceramics constituent a of the glass composition which crystallization tends to follow, crystallization of glass ceramics fully progressed and transparency became low to sufficient grade to cover the color of the anchor tooth 53. On the other hand, since the 2nd casting comprised the glass-ceramics constituent b of the glass composition which crystallization cannot follow easily compared with the glass-ceramics constituent a, its degree of crystallinity was low and it was able to reproduce the transparency approximated to the amputation stump part of the natural tooth.

[0039]Even if the maximum temperature of heat-treatment was raised to 950 \*\* and it abolished retention time, the above-mentioned orthoprosthesis 50 and the same orthoprosthesis were able to be obtained. After heat-treating to the 1st casting to some extent and crystallizing it beforehand, the above-mentioned orthoprosthesis 50 and the same orthoprosthesis were able to be obtained also by casting the 2nd casting and joining on the 1st casting, like \*\*\*\*.

The example which heat-treated to Example 2 next the inner layer part, and the outer layer part, and they were made to crystallize at a different temperature using the same crystal glass constituent is described.

[0040]First, after fusing the batch which mixed the various raw materials shown in Table 2 by the predetermined presentation over 2 hours at 1470 \*\*, it was made to quench in carbon and two sorts of glass-ceramics constituents c and d were produced.

[0041]

[Table 2]

原 料	組 成 物	
	c	d
$\text{Li}_2\text{CO}_3$	6 . 8	6 . 6
$\text{MgO}$	20 . 8	21 . 0
$\text{Al}_2\text{O}_3$	13 . 2	13 . 2
$\text{SiO}_2$	41 . 5	42 . 5
$\text{Na}_2\text{SiF}_6$	12 . 4	12 . 5
$\text{ZnO}$	2 . 0	2 . 0
$\text{ZrO}_2$	2 . 2	1 . 2
着色剤	1 . 1	1 . 0

[0042]Next, the 1st mold for casting the 1st casting of the shape equivalent to an inner layer part according to the same procedure as Example 1 was produced, the above-mentioned glass-



ceramics constituents c and d were cast, and the 1st casting was produced, respectively. All over the heating furnace, to 750 \*\*, temperature up of the 1st obtained casting was carried out, and it was held with 15 \*\* the heating rate for /for 2 hours. Then, annealing was carried out in the afterbaking furnace which carried out temperature up, was held for 1 minute, and was crystallized to 950 \*\* with 15 more \*\* the heating rate for /, and each inner layer part was obtained.

[0043]Next, according to the same procedure as Example 1, the casting mold of the above-mentioned glass-ceramics constituents c and d was carried out on the obtained inner layer part, and the zygote to which the 2nd casting was joined by casting on the inner layer part was obtained. Temperature up of this zygote is carried out to 750 \*\* with 15 \*\* the heating rate for /all over a heating furnace, and it holds for 2 hours, temperature up is carried out to 900 \*\* at 15 more \*\* the heating rate for /, and immediately after holding for 1 minute and making it crystallize, annealing was carried out all over the heating furnace. Thereby, the orthoprosthesis of the two-layer structure which comprised the glass-ceramics constituents c and d was obtained, respectively.

[0044]Thus, an inner layer part and an outer layer part are heated at a different temperature, respectively, and the obtained orthoprosthesis is crystallizing them, although molded from the same glass-ceramics constituent. For this reason, the degrees of crystallinity of the inner layer part and the outer layer part differed, and transparency differed. That is, since the inner layer part was crystallized at a high temperature, crystallization fully progressed, and transparency became low to sufficient grade to cover the color of an anchor tooth. On the other hand, since the outer layer part was heated at a low temperature compared with crystallization of an inner layer part, it was able to reproduce the transparency which a degree of crystallinity is lower than an inner layer part, and was approximated to the amputation stump part of the natural tooth. The example which heat-treated to Example 3 next the inner layer part, and the outer layer part, and they were made to crystallize in time to differ at the same temperature using the same crystal glass constituent is described. Two sorts of glass-ceramics constituents c and d which consist of various raw materials shown in Table 2 like Example 2 were produced.

[0045]Next, the 1st mold for casting the 1st casting of the shape equivalent to an inner layer part according to the same procedure as Example 1 was produced, the above-mentioned glass-ceramics constituents c and d were cast, and the 1st casting was produced, respectively. All over the heating furnace, to 750 \*\*, temperature up of the 1st obtained casting was carried out, and it was held with 15 \*\* the heating rate for /for 2 hours. Then, annealing was carried out in the afterbaking furnace which carried out temperature up, was held for 30 minutes, and was crystallized to 900 \*\* with 15 more \*\* the heating rate for /, and each inner layer part was obtained.

[0046]Next, according to the same procedure as Example 1, the casting mold of the above-mentioned glass-ceramics constituents c and d was carried out on the obtained inner layer part, and the zygote to which the 2nd casting was joined by casting on the inner layer part was obtained. Temperature up of this zygote is carried out to 750 \*\* with 15 \*\* the heating rate for /all over a heating furnace, and it holds for 2 hours, temperature up is carried out to 900 \*\* at 15 more \*\* the heating rate for /, and immediately after holding for 1 minute and making it crystallize, annealing was carried out all over the heating furnace. Thereby, the orthoprosthesis of the two-layer structure which comprised the glass-ceramics constituents c and d was obtained, respectively.

[0047]thus, the obtained orthoprostheses differ at the same temperature, although an inner layer part and an outer layer part are molded from the same glass-ceramics constituent, respectively — time heating is carried out and it is crystallizing. For this reason, the degrees of crystallinity of the inner layer part and the outer layer part differed, and transparency differed. That is, since total heat-treatment time was long enough, crystallization fully followed the inner layer part, and transparency became low to sufficient grade to cover the color of an anchor tooth. On the other hand, since heat-treatment time of an outer layer part was short compared with crystallization of an inner layer part, it was able to reproduce the transparency which a degree of crystallinity is lower than an inner layer part, and was approximated to the amputation stump part of the natural

tooth.

[0048]

[Effect of the Invention]As explained above, according to the orthoprosthesis of this invention, since transparency can cover the color of a bridge abutment by an inner layer part low enough, aesthetics can be prevented from the influence of the color of a bridge abutment coming out to the surface, and being spoiled. Since the outer layer part comprises a highly transparent crystallized glass crystallization thing, the textures nearer to a natural tooth can be reproduced and aesthetics is improved remarkably. Since the whole orthoprosthesis comprises a crystallized glass crystallization thing with easy cutting, the shape correction within the mouth is also easy. Since it has hardness comparable as a natural tooth, it does not happen easily to wear the natural tooth which carries out an association to orthoprosthesis within the mouth, either.

[0049]Since the inner layer part and outer layer part which consist of crystallized glass in which degrees of crystallinity differ are laminated by \*\*\*\* according to the manufacturing method of the orthoprosthesis of this invention, The process of needing special skill is not included, but since shape working requires only \*\*\*\* of an easy wax pattern, the working efficiency of orthoprosthesis can be raised remarkably.

---

[Translation done.]

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-269466

(43)公開日 平成6年(1994)9月27日

(51)Int.Cl.<sup>5</sup>

A 6 1 C 5/08  
13/083

識別記号

庁内整理番号

7108-4C

7108-4C

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 7 頁)

(21)出願番号 特願平5-62061

(22)出願日 平成5年(1993)3月22日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 福田 宏

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 一色 敏浩

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 西下 英樹

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 弁理士 鈴江 武彦

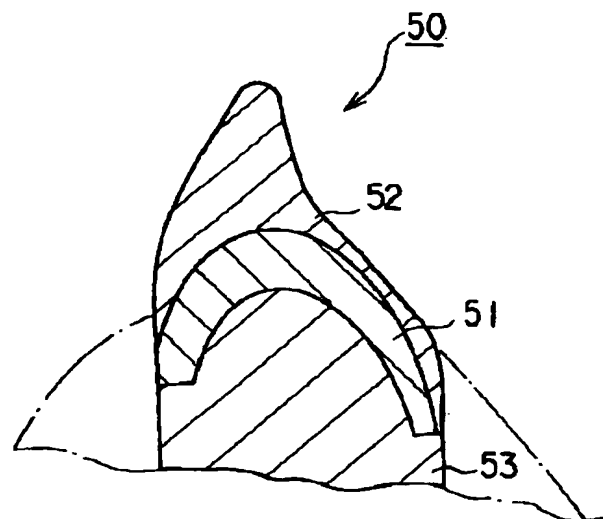
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 歯科補綴物

(57)【要約】

【目的】生体親和性に優れ、容易に製造でき、製造後に切削加工による形状修正が可能であると共に天然歯に近似した審美性を再現できる歯科補綴物及びその製造方法を提供する。

【構成】歯科補綴物50は、支台歯53の色を遮蔽し得る程度に低い透明度を有するガラスセラミックスからなる内層部51と、内層部51よりも外側に配置された内層部51の透明度よりも高い透明度を有するガラスセラミックスからなる外層部52を具備する。結晶化が進行し易いガラス組成物を鋳造成型して内層部51を作製し、内層部51の上に結晶化した後に内層部51のガラス組成物よりも結晶化が進行し難いガラス組成物を鋳造成型して外層部52を銑接により積層する。この後、内層部51及び外層部52に加熱処理を施して結晶化させて歯科補綴物50を得る。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 支台の色を遮蔽し得る程度に低い透明度を有するガラスセラミックスからなる内層部と、前記内層部よりも外側に配置された前記内層部の透明度よりも高い透明度を有するガラスセラミックスからなる外層部とを具備することを特徴とする歯科補綴物。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、歯科補綴物に関する。

## 【0002】

【従来の技術】近年、審美性及び生体親和性に優れたセラミックス製の歯科補綴物が脚光を浴びている。従来のセラミックス製の歯科補綴物としては、以下のようなものが知られている。

【0003】(1)内層部を陶材焼付用合金を用いてロストワックス鑄造法で作製し、この内層部に外層部として歯科用陶材を築盛した後に焼付けてなる、所謂、金属焼付け陶材による歯科補綴物。

【0004】(2)内層部を金属箔または耐火材上で歯科用陶材を築盛および焼成して作製し、この内層部に外層部として歯科用陶材を焼付けたオールポーセレン製歯科補綴物(特開昭64-64647号公報)。

【0005】(3)内層部を導電性セラミックス焼結体を用いて形彫放電加工法で作製し、この内層部に外層部として歯科用陶材を焼付けた歯科補綴物(特開平2-255135号公報)。

【0006】(4)マイカ結晶、マイカ結晶およびスポンジュメン結晶、リン酸カルシウム等の結晶を析出する結晶化ガラスをロストワックス鑄造法により成型し、その後熱処理を施して結晶化させた、所謂、ガラスセラミックス製歯科補綴物(特開昭62-12637号公報、特開昭51-73019号公報、特開昭56-49145号公報)。

【0007】(5)結晶化ガラスをロストワックス鑄造法により成型し、その後、熱処理して結晶化させて結晶化ガラス成型体を得て、その表面に金属元素を含有するステイン材を塗布した後に所定の熱処理を施すことにより着色した歯科補綴物。

【0008】(6)内層部を結晶化ガラスを用いてロストワックス鑄造法により成型した後に熱処理して作製し、この内部層に外層部として歯科用陶材を築盛し焼付けた歯科用補綴物(本出願人特許出願 特願平3-214979号)。

## 【0009】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述のような従来の歯科補綴物は以下のような欠点を有する。すなわち、従来例(1)の金属焼付陶材による歯科補綴物は、内層部に用いた陶材焼付用合金から口腔内への金属成分の溶出が生じるため、金属アレルギーを引き起こす問題がある。

【0010】また、従来例(2)のオールポーセレン製の歯科補綴物、従来例(3)の導電性セラミックス焼結体に歯科用陶材を焼付けた歯科補綴物、および、従来例(6)に示す結晶化ガラスからなる内層部の上に歯科用陶材を焼付けた歯科補綴物に関しては、これらの製造において陶材の築盛および焼付けを行うのに熟練を要し、補綴物内部に気泡が生じ易く機械的強度が劣化してしまう。また、陶材は、一般的に天然歯より硬度が高いため、製造後に口腔内で形状修正を行うのが難しく、一方、使用中には歯科補綴物に対合する天然歯を摩耗させ易い欠点がある。

【0011】また、従来例(4)に示す結晶化ガラスを鑄造成型して得られる歯科補綴物は、容易に所望の形状を付与でき製造に熟練を要しない点で優れている。しかし、一度の鑄造により成型され単一の材料で構成されるため、結晶化によって単一色で単一透明度のものしか製造できない。

【0012】歯科補綴物への着色に着目すれば、従来例(5)の歯科補綴物のように、金属元素を含有するステイン材を塗布した後に所定の熱処理を施す着色方法がよく用いられる。しかし、この方法によっても、天然歯切端部のエナメル様の透明な部分を再現することは難しい。これに対して、歯科補綴物において、天然歯切端部の透明度を再現するためには、例えば、補綴物全体の透明度を高くすることが考えられるが、支台の色の影響を受けてしまうため審美性に劣る。

【0013】本発明は、かかる点に鑑みてされたものであり、生体親和性に優れ、容易に製造でき、かつ、製造後に切削加工による形状修正が可能であると共に、天然歯に近似した審美性を再現することができる歯科補綴物およびその製造方法を提供する。

## 【0014】

【課題を解決するための手段及び作用】本発明は、支台の色を遮蔽し得る程度に低い透明度を有するガラスセラミックスからなる内層部と、前記内層部よりも外側に配置された前記内層部の透明度よりも高い透明度を有するガラスセラミックスからなる外層部とを具備することを特徴とする歯科補綴物を提供する。

【0015】また、本発明は、結晶化した後に支台の色を遮蔽し得る程度に低い透明度を呈するような第1結晶化ガラス組成物を鑄造成型して内層部を得る工程と、結晶化した後に前記内層部の透明度よりも高い透明度を呈するような第2結晶化ガラス組成物を前記内層部の表面上に鑄造成型して外層部を得る工程と、得られた前記内層部および前記外層部に加熱処理を施して結晶化させる工程とを具備することを特徴とする歯科補綴物の製造方法(以下、第1の製造方法という)を提供する。

【0016】また、本発明は、結晶化ガラス組成物を鑄造成型した後に所定温度で加熱処理を施して結晶化させる工程と、結晶化ガラス組成物を前記内層部の表面上に

鑄造成型した後に前記内層部を結晶化させた温度よりも低い温度で加熱処理を施して結晶化させて外層部を得る工程とを具備することを特徴とする歯科補綴物の製造方法（以下、第2の製造方法という）を提供する。

【0017】さらに、本発明は、結晶化ガラス組成物を鑄造成型した後に所定温度で加熱処理を施して結晶化させる工程と、結晶化ガラス組成物を前記内層部の表面上に鑄造成型した後に前記内層部を結晶化させた処理時間よりも短い時間で加熱処理を施して結晶化させて外層部を得る工程とを具備することを特徴とする歯科補綴物の製造方法（以下、第3の製造方法という）を提供する。以下、本発明の歯科補綴物およびその製造方法を詳細に説明する。

【0018】本発明の歯科補綴物は、透明度が互いに異なる2層以上のガラスセラミックス層で構成される。すなわち、歯科補綴物は、支台の色を遮蔽し得る程度に低い透明度を有するガラスセラミックスからなる内層部と、内層部よりも外側に配置された内層部の透明度よりも高い透明度を有するガラスセラミックスからなる外層部を具備する。

【0019】内層部および外層部のガラスセラミックスの透明度の相違は、例えば、同一結晶が析出するガラスセラミックスにおける結晶化したガラスの割合（以下、結晶化度という）が異なることによって生じる。すなわち、結晶化度が高くなるほど透明度が低くなる。ガラスセラミックスの結晶化度は、結晶化ガラス組成物の組成、加熱処理の温度および時間に依存する。例えば、同一の加熱温度および加熱時間では、結晶化し難い結晶化ガラス組成物を用いるほど透明度が高い。また、同一の結晶化ガラス組成物を用いた場合には、加熱処理の温度

が高いほど、また、加熱処理の時間が長いほど透明度が低い。

【0020】内層部は、支台の色を遮蔽し得る程度に低い透明度を有し、例えば、結晶化度が高いガラスセラミックスで構成され、天然歯の内層に近似した象牙色を呈することが好ましい。一方、外層部は、内層部よりも高い透明度を有し、例えば、結晶化度が低いガラスセラミックスで構成され、天然歯の切端エナメル部と同等の透明度を有することが好ましい。

【0021】内層部および外層部は、互いに鑄接により積層されることが好ましい。鑄接とは、先に製造した内層部の上に歯科用ワックスを用いて外層部の形状に対応したワックスパターンを築盛し、このワックスパターンにスプルー線を取付ける。次いで、ワックスパターンを元に歯科用埋没材を用いて常法に従って鑄型を作製し、この鑄型に外層部を構成する結晶化ガラス組成物の溶融体を流し込み鑄造することにより内層部と外層部とを接合させることをいう。本発明の歯科補綴物は、2層構造に限らず多層構造にすることができる。

【0022】本発明の歯科補綴物に用いられるガラスセ

ラミックスは、マイカ結晶とスポジュメンを析出する組成からなる結晶化ガラス組成物を原料とするが、これに限定されず、ガラス組成を変更することにより結晶化度を調整できる結晶化ガラスの系であれば使用できる。しかし、切削加工性、機械的強度の面からは、マイカ結晶、および、スポジュメン結晶のような機械的強度を付与し得る結晶の二種類以上の結晶を析出する結晶化ガラス組成物が特に好ましい。さらに、外層部の表面に、常法に従ってステイン材を用いて着色することも可能であり、透明感だけでなく色調を再現することもできる。

【0023】以上のような構成からなる本発明の歯科補綴物によれば、内層部が透明度が低いガラスセラミックス結晶化物で構成されているため、支台の色を遮蔽することができ、支台の色の影響が表面に出て審美性が損なわれることがない。また、外層部が透明度が高いガラスセラミックス結晶化物で構成されているので、より天然歯に近い質感を再現でき、審美性が著しく改善される。

【0024】また、歯科補綴物の全体が、切削加工が容易であるガラスセラミックス結晶化物で構成されてい

る。このため、従来のポーセレンを用いた歯科補綴物に比べて、口腔内での形状修正も容易である。また、天然歯と同程度の硬度を有するため、口腔内で歯科補綴物と対合する天然歯を摩耗させることも起こり難い。さらに、ガラスセラミックスは生体親和性に優れているので、従来の金属を用いた歯科補綴物のように、アレルギーを引き起こすこともなく、人体に対して安全である。

【0025】一方、本発明の歯科補綴物の製造方法は、いずれも、結晶化度が異なるガラスセラミックスを鑄接により積層することにより、内層部よりも外層部の透明度が高い歯科補綴物を得ることを特徴とする。

【0026】第1の製造方法は、同一の結晶化温度および時間における析出結晶化度が異なる結晶化ガラス組成物を用いる。すなわち、内層部には結晶化が進み易い結晶化ガラス組成物を用い、外層部には、結晶化が進み難い結晶化ガラス組成物を用いる。一般に、同一結晶が析出する結晶化ガラスの系では、結晶核となる元素が少なく、ガラスのネットワークを構成する元素を多く含む結晶化ガラス組成物ほど結晶化が進み難くなることが知られている。この際、加熱処理の温度および時間は同一で足りる。

【0027】また、第2の製造方法は、内層部を鑄造した後に所定の温度で加熱処理を施して結晶化させ、次いで、内層部の上に外層部を鑄接により積層させた後に、得られた鑄造物に内層部の結晶化よりも低い温度で加熱処理を施して結晶化させる。この際に、内層部および外層部の加熱処理時間は同一で足りる。

【0028】また、第3の製造方法は、内層部を鑄造した後に所定の時間で加熱処理を施して結晶化させ、次いで、内層部の上に外層部を鑄接により積層させた後に、得られた鑄造物に内層部の結晶化よりも短い時間で加熱

処理を施して結晶化させる。この際に、内層部および外層部の加熱温度は同一で足りる。

【0029】ただし、内層部および外層部が異なる結晶を析出する異なる系の結晶化ガラス組成物を用いても良い。しかし、上述の第1～第3の製造方法では、ガラス組成物の組成、加熱温度または加熱時間のいずれか一つを変更することにより、内層部よりも外層部の透明度が高い歯科補綴物を得ることができるので、製造設備、製造条件を簡略化できる点で優れている。また、上述の加熱処理の温度および時間は、使用する結晶化ガラス組成物の結晶化度に依存して決定される。

【0030】以上のような歯科補綴物の製造方法によれば、結晶化度が異なるガラスセラミックスからなる内層部および外層部を鑄接により積層している。このため、従来のポーセレン歯科補綴物の製造における陶材の築盛\*

\* および焼付けのような熟練を必要とする工程が含まれておらず、形状加工が容易なワックスパターンの築盛だけで済むので歯科補綴物の作業効率が著しく向上する。

【0031】

【実施例】以下、本発明の実施例を図面を参照して詳細に説明する。

実施例1

内層部および外層部に夫々異なる組成を有する結晶化ガラス組成物を用いて同一条件で結晶化させた歯科補綴物の製造方法の一例について説明する。まず、表1に示す各種原料を所定の組成で混合したバッチを1480℃で溶融した後急冷させて2種の結晶化ガラス組成物a、bを作製した。

【0032】

【表1】

原 料	組 成 物	
	a	b
$\text{Li}_2\text{CO}_3$	8.0	6.0
$\text{MgO}$	21.5	19.0
$\text{Al}_2\text{O}_3$	9.9	13.0
$\text{SiO}_2$	43.0	46.4
$\text{Na}_2\text{SiF}_6$	12.5	11.6
$\text{ZnO}$	2.0	1.5
$\text{ZrO}_2$	2.3	2.0
着色剤	0.8	0.5

【0033】2種の結晶化ガラス組成物a、bは、加熱処理を施して結晶化させることにより、マイカ結晶およびスポンジュメン結晶を析出する。結晶化ガラス組成物aのバッチ組成は、結晶化ガラス組成物bのバッチ組成よりも同一の加熱温度および加熱時間で結晶化させた場合に結晶が析出する結晶化が進み方が若干大きくなっている。次に、歯科用ワックスを用いて、歯科補綴物の内層部に相当する形状からなる第1ワックスパターンを築盛して作製した。

【0034】作製した第1ワックスパターン11を、図1に示すように、スプルー線12を介してクルシブルフォーマー13の円錐台部13aの頂点に接合した。次いで、クルシブルフォーマー13の土台部13bの周縁部上に、第1ワックスパターン11、スプルー線12、円錐台部13aを囲包するようにリング14を載置した。次に、リング14の内部に、スラリー状にした歯科用埋没材を流し込んで、第1ワックスパターン11を埋没させた。歯科用埋没材が完全に固化した後、歯科用埋没材

からクルシブルフォーマー13を取り外して所定温度で焼成し、図2に示すような、内部に第1ワックスパターン11に対応した窩洞21とスプルー線12に対応したスプルー線部22が形成された第1鑄型20を得た。

【0035】次いで、上述の結晶化ガラス組成物aを1450℃で溶融し1250℃まで冷却した後、550℃に加熱した第1鑄型20に流し込んで遠心鑄造し、内層部に相当する第1鑄造物を得た。次に、得られた第1鑄造物の上に歯科用ワックスを築盛して外層部に相当する形状を有する第2ワックスパターンを作製した。

【0036】第1鑄造物31および第2ワックスパターン32を、図3に示すように、スプルー線33を介してクルシブルフォーマー34の円錐台部34aの頂点に接合した。次いで、クルシブルフォーマー34の土台部34bの周縁部上に、第1鑄造物31、第2ワックスパターン32、スプルー線33、円錐台部34aを囲包するようにリング35を載置した。次に、リング35の内部に、スラリー状にした歯科用埋没材を流し込んで第1鑄

造物 3 1 および第 2 ワックスパターン 3 2 を埋没させた。歯科用埋没材を完全に固化した後、歯科用埋没材からクルシブルフォーマー 3 4 を取り外した後に所定温度で焼成し、図 4 に示すような、内部に第 2 ワックスパターン 3 2 に対応した窩洞 4 1 とスプルー線 3 3 に対応したスプルー線部 4 2 が形成された第 2 鋳型 4 0 を得た。

次いで、上述の結晶化ガラス組成物 b を 1450℃で熔融した後 1250℃まで冷却し、550℃に加熱した第 2 鋳型 4 0 に流し込んで遠心鋳造し、第 1 鋳造物に外層部に相当する第 2 鋳造物が鋳接により接合された接合体を得た。

【0037】得られた接合体を、加熱炉中で 20℃/分の昇温速度で 750℃まで昇温し、2 時間保持した。この後、さらに 20℃/分の昇温速度で 910℃まで昇温し、2 分間保持して結晶化させた後直ちに加熱炉中で徐冷させた。これにより、図 5 に示すように、内層部 5 1 とこの上に積層された外層部 5 2 からなる 2 層構造の歯科補綴物 5 0 を得た。

【0038】この歯科補綴物 5 0 は、内層部 5 1 および外層部 5 2 は、夫々同一の加熱温度および加熱時間で結晶化させた場合に結晶化の進み方が異なる結晶化ガラス組成物 a、b を鋳造成型した後に同時に加熱処理が施されている。このため、内層部 5 1 および外層部 5 2 の結晶化度が異なり透明度が異なっていた。すなわち、第 1 鋳造物および第 2 鋳造物の接合体を同一の温度および時間\*

\* で加熱したが、第 1 鋳造物は結晶化が進み易いガラス組成の結晶化ガラス組成物 a で構成されているため、十分に結晶化ガラスの結晶化が進み、支台歯 5 3 の色を遮蔽するに十分な程度まで透明度が低くなった。一方、第 2 鋳造物は、結晶化ガラス組成物 a に比べて結晶化が進み難いガラス組成の結晶化ガラス組成物 b で構成されているため、結晶化度が低く、天然歯の切端部に近似した透明度を再現することができた。

【0039】なお、加熱処理の最高温度を 950℃に上げて保持時間を無くしても上述の歯科補綴物 5 0 と同様な歯科補綴物を得ることができた。さらに、予め第 1 鋳造物にある程度加熱処理を施して結晶化させた後、上述と同様にして第 1 鋳造物の上に第 2 鋳造物を鋳造して接合することによっても、上述の歯科補綴物 5 0 と同様な歯科補綴物を得ることができた。

#### 実施例 2

次に、内層部および外層部に同一の結晶ガラス組成物を用いて異なる温度で加熱処理を施して結晶化させた実施例について説明する。

【0040】まず、表 2 に示す各種原料を所定の組成で混合したバッチを 1470℃で 2 時間かけて熔融した後カーボン中に急冷させて 2 種の結晶化ガラス組成物 c、d を作製した。

【0041】

【表 2】

原 料	組 成 物	
	c	d
$\text{Li}_2\text{CO}_3$	6.8	6.6
$\text{MgO}$	20.8	21.0
$\text{Al}_2\text{O}_3$	13.2	13.2
$\text{SiO}_2$	41.5	42.5
$\text{Na}_2\text{SiF}_6$	12.4	12.5
$\text{ZnO}$	2.0	2.0
$\text{ZrO}_2$	2.2	1.2
着色剤	1.1	1.0

【0042】次に、実施例 1 と同様の手順に従って、内層部に相当する形状の第 1 鋳造物を鋳造するための第 1 鋳型を作製し、上述の結晶化ガラス組成物 c、d を鋳造して第 1 鋳造物を夫々作製した。得られた第 1 鋳造物を、加熱炉中で 15℃/分の昇温速度で 750℃まで昇温し、2 時間保持した。この後、さらに 15℃/分の昇温速度で 950℃まで昇温し、1 分間保持して結晶化させた後加熱炉中で徐冷させて夫々の内層部を得た。

【0043】次に、得られた内層部の上に、実施例 1 と同様の手順に従って上述の結晶化ガラス組成物 c、d を鋳造成型して、内層部の上に第 2 鋳造物が鋳造により接合された接合体を得た。この接合体を加熱炉中で 15℃/分の昇温速度で 750℃まで昇温して 2 時間保持し、さらに 15℃/分の昇温速度で 900℃まで昇温し、1 分間保持して結晶化させた後直ちに加熱炉中で徐冷させた。これにより、結晶化ガラス組成物 c、d で構成され

た 2 層構造の歯科補綴物が夫々得られた。

【0044】このようにして得られた歯科補綴物は、内層部および外層部は夫々同一の結晶化ガラス組成物から成型されるが、異なる温度で加熱され結晶化している。このため、内層部および外層部の結晶化度が異なり透明度が異なっていた。すなわち、内層部は高い温度で結晶化されているので十分に結晶化が進み、支台歯の色を遮蔽するに十分な程度まで透明度が低くなった。一方、外層部は、内層部の結晶化に比べて低い温度で加熱しているため、内層部よりも結晶化度が低く天然歯の切端部に近似した透明度を再現することができた。

#### 実施例 3

次に、内層部および外層部に同一の結晶ガラス組成物を用いて同一温度で異なる時間で加熱処理を施して結晶化させた実施例について説明する。実施例 2 と同様にして表 2 に示す各種原料からなる 2 種の結晶化ガラス組成物 c, d を作製した。

【0045】次に、実施例 1 と同様の手順に従って、内層部に相当する形状の第 1 鋳造物を鋳造するための第 1 鋳型を作製し、上述の結晶化ガラス組成物 c, d を鋳造して第 1 鋳造物を夫々作製した。得られた第 1 鋳造物を、加熱炉中で 15℃/分の昇温速度で 750℃まで昇温し、2 時間保持した。この後、さらに 15℃/分の昇温速度で 900℃まで昇温し 30 分間保持して結晶化させた後加熱炉中で徐冷させて夫々の内層部を得た。

【0046】次に、得られた内層部の上に、実施例 1 と同様の手順に従って上述の結晶化ガラス組成物 c, d を鋳造成型して、内層部の上に第 2 鋳造物が鋳造により接合された接合体を得た。この接合体を加熱炉中で 15℃/分の昇温速度で 750℃まで昇温して 2 時間保持し、さらに 15℃/分の昇温速度で 900℃まで昇温し、1 分間保持して結晶化させた後直ちに加熱炉中で徐冷させた。これにより、結晶化ガラス組成物 c, d で構成された 2 層構造の歯科補綴物が夫々得られた。

【0047】このようにして得られた歯科補綴物は、内層部および外層部は夫々同一の結晶化ガラス組成物から成型されるが、同一の温度で異なる時間加熱され結晶化している。このため、内層部および外層部の結晶化度が異なり透明度が異なっていた。すなわち、内層部は合計の加熱処理時間が十分に長いので十分に結晶化が進み、

支台歯の色を遮蔽するに十分な程度まで透明度が低くなった。一方、外層部は、内層部の結晶化に比べて加熱処理時間が短いため、内層部よりも結晶化度が低く天然歯の切端部に近似した透明度を再現することができた。

#### 【0048】

【発明の効果】以上説明した如く、本発明の歯科補綴物によれば、透明度が十分に低い内層部により支台の色を遮蔽できるので支台の色の影響が表面に出て審美性が損なわれるのを防止できる。また、外層部が透明度が高いガラスセラミックス結晶化物で構成されているので、より天然歯に近い質感を再現でき、審美性が著しく改善される。また、歯科補綴物の全体が、切削加工が容易であるガラスセラミックス結晶化物で構成されているので口腔内での形状修正も容易である。また、天然歯と同程度の硬度を有するため、口腔内で歯科補綴物と対合する天然歯を摩耗させることも起こり難い。

【0049】また、本発明の歯科補綴物の製造方法によれば、結晶化度が異なるガラスセラミックスからなる内層部および外層部を鋳接により積層しているため、特別な熟練を必要とする工程が含まれておらず、形状加工が容易なワックスパターンの築盛だけで済むので歯科補綴物の作業効率が著しく向上させることができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の歯科補綴物の製造方法の第 1 鋳型の作製工程を示す断面図。

【図 2】同実施例の歯科補綴物の製造に用いる第 1 鋳型を示す断面図。

【図 3】同実施例の歯科補綴物の製造方法の第 2 鋳型の作製工程を示す断面図。

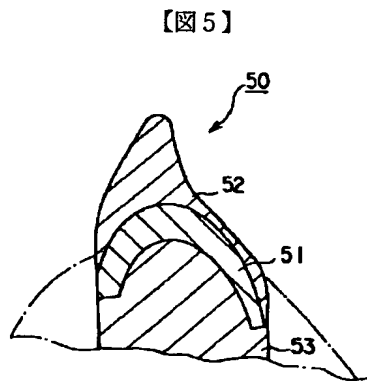
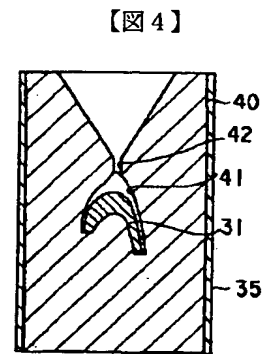
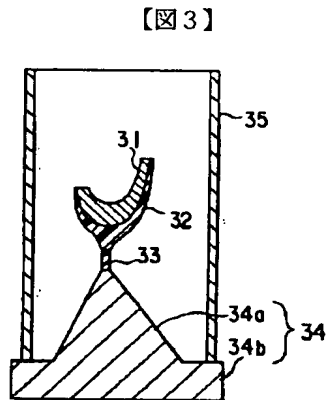
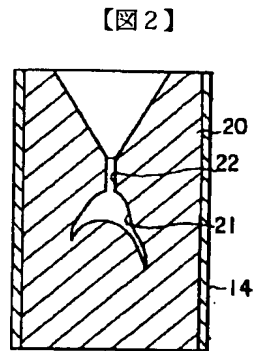
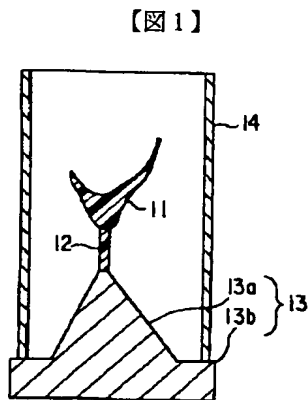
【図 4】同実施例の歯科補綴物の製造に用いる第 2 鋳型を示す断面図。

【図 5】本発明の歯科補綴物の一実施例を示す説明図。

#### 【符号の説明】

11…第 1 ワックスパターン、12, 33…スプルー線、13, 34…クルシブルフォーマー、14, 35…リング、20…第 2 鋳型、21, 41…窩洞、22, 42…スプルー線部、31…第 1 鋳造物、32…第 2 ワックスパターン、40…第 2 鋳型、50…歯科補綴物、51…内層部、52…外層部、53…支台歯。





フロントページの続き

(72)発明者 日高 猛  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 井上 義光  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 渡辺 一博  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 水月 直樹  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内